

CH 559 034



SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT  
EIDGENÖSSISCHES AMT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

⑤ Int. Cl.<sup>2</sup>: A 61 B 5/02



①

CH PATENTSCHRIFT

A5

⑪

559 034

s

- ②①      Gesuchsnummer:            18265/72
- ⑥①      Zusatz zu:
- ⑥②      Teilgesuch von:
- ②②      Anmeldungsdatum:            15. 12. 1972, 17 h
- ③③ ③② ③①      Priorität:

Patent erteilt:                    15. 1. 1975

- ④⑤      Patentschrift veröffentlicht: 28. 2. 1975

- ⑤④      Titel:                                **Perfusionsüberwachungseinrichtung**

- ⑦③      Inhaber:                            Frederick Richard Neason Stephens, Northbridge near Sydney  
(New South Wales, Australien)

- ⑦④      Vertreter:                          IPTO International Patent and Trademark Office (Switzerland), Genf

- ⑦②      Erfinder:                            Frederick Richard Neason Stephens, Northbridge near Sydney  
(New South Wales, Australien)

BEST AVAILABLE COPY

Die Erfindung betrifft eine Perfusionsüberwachungseinrichtung, die als eine diagnostische Apparatur zur Bestimmung von Gewebepfusion oder -durchträngung und zur Herzgang- oder -schlagkontrolle verwendet werden kann.

Es ist ein Ziel der Erfindung, eine Überwachungseinrichtung zu liefern, mit der während einer Kontrolle oder Überwachung von unter Anästhesie stehenden, d. h. betäubten Patienten oder solchen, die eine Überwachung erforderlich machen, Parameter von Pulsvolumen und Pulsang oder -schlag zusammengefasst bzw. integriert werden können. Hierdurch kann dann eine besser informierende Angabe oder Anzeige der Blutströmung an irgendeiner gewünschten Stelle des Körpers eines Patienten erhalten werden.

Ein weiteres Ziel der Erfindung ist es, eine Apparatur zu schaffen, mit der eine zuverlässige Beurteilung von Änderungen im Kreislaufsystem mit höchstem Informationswert erfolgen kann und die beispielsweise eine Angabe oder Anzeige von Änderungen am Herzausgang oder an der Peripherie, d. h. im peripheren Kreislaufsystem, beispielsweise infolge Blutverlust, Erkrankung im peripheren Gefäßsystem oder Blockierung von peripheren Gefässen liefern kann.

Die vorgenannten und auch weiteren Ziele werden durch die erfindungsgemässe Perfusionsüberwachungseinrichtung erreicht, die dadurch gekennzeichnet ist, dass ein Messgerät zur Bestimmung der mittleren Pulsamplitude eines am Körper eines Patienten aufgenommenen Plethysmogramms und/oder einer aufgenommenen Pulskurve mit einer Abtastvorrichtung zum Feststellen von Herzschlägen des Patienten verbunden ist und eine Integriereinrichtung zum Integrieren entsprechender, zur mittleren Pulsamplitude und der Pulszahl proportionaler Parameter zur Herstellung eines der Perfusion entsprechenden Parameters und eine Einrichtung zur Lieferung einer dem Parameter der Perfusion proportionalen Anzeige vorgesehen sind.

Die pulsierende blutdynamische Kraft, die mit dem Kreislauf als eine komplexe, physiologische Funktionen umfassende Grösse eng verbunden und durch einen sogenannten Perfusionsindex wiedergegeben werden kann, ist z. B. als «Perfusionsfaktor» bezeichnet worden. Es können damit aus einer Anzeige oder Ablesung des Perfusionsindex an einem Zähler oder Ablesegerät die Kreislaufstärke und daher der Perfusionsfaktor eines Patienten an einem Beobachtungspunkt wiedergegeben werden. Eine Beobachtung des Perfusionsfaktors z. B. an einer jeweils gewünschten Stelle und damit eine Beobachtung von erheblichen Abweichungen ist von Interesse. Bei Kindern kann üblicherweise ein höherer Hautperfusionsindex festgestellt werden als bei Erwachsenen. Ablesungen des Perfusionsindex zeigen beispielsweise ein allmähliches Abfallen desselben bis zur Reife und beim Erwachsenen wenig Änderung.

In einer Ausführungsform der Erfindung kann die Überwachungsapparatur ein elektronisches System mit einem direktanzeigenden Pulsschlagzähler, eine Blutdruckanzeigevorrichtung und einen sogenannten «Perfusionsindexzähler» mit abgeglicherer Skala enthalten. Die Skala kann für eine Anzeige bzw. Ablesung von 0% bis 200% mit einer Mittelpunktanzeige von 100% und einer Einrichtung zur Skalenverlängerung durch Einschalten eines Multiplikationsfaktors ausgerüstet sein. Alle Bestandteile können an einer Sichttafel eines Gehäuses angeordnet sein, wobei sich die zugehörigen elektronischen und elektrischen Schalt- und Stromkreise, sowie Energiezuführungen in dem Gehäuse befinden können. Das Warn- und Überwachungsgerät für die Gewebepfusion und den Herzschlag kann an ein normales Kathodenstrahl-Oszilloskop angeschlossen sein, um ein Plethysmogramm, eine Pulskurve oder Elektrokardiogramm aufzuzeigen und um Registrierstreifen zu schreiben.

Eine geeignete Schaltereinrichtung und Übertragerein-

gänge können mit der Haut oder Schleimhaut des Körpers vom Patienten verbindbar vorgesehen sein. Diese Teile können auch mit einem Abstand vom Körper angeordneten Übertrager verbindbar eingerichtet sein. Der Übertrager kann ein optisches System für eine Projektion von Licht, beispielsweise monochromatisches Licht von bestimmter Wellenlänge oder Wellenlängen, das von einem Laser geliefert sein kann, enthalten. Der Übertrager kann weiterhin eine lichtempfindliche Festkörpereinrichtung enthalten, die auf irgendeinen, im Abstand von derselben befindlichen inneren oder äusseren Bereich des Körpers fokussiert werden kann. Ein mit Abstand vom Körper angeordneter Übertrager hat beispielsweise dieselbe Funktion wie ein an den Körper angelegter Übertrager, d. h. er kann den Pulsschlag und den Perfusionsindex unmittelbar von unzugänglichen Bereichen liefern, beispielsweise während eines chirurgischen Eingriffs oder wenn beispielsweise ein Kontaktübertrager nicht anwendbar ist. Eine derartige Anordnung kann wegen der Überwachung des Kreislaufs in einem engen Behandlungsbereich oder Operationsbereich ohne Behinderung des Chirurgen oder Beeinflussung des sterilen Bereichs zweckmässig und wünschbar sein.

Der Strahlungsübertrager ist beispielsweise ein bisher nicht erhältliches Mittel zum Abtasten und Überwachen von Puls und Perfusion von einer vom Körper entfernten Stelle aus. Wegen des beispielsweise oft sehr begrenzt zur Verfügung stehenden Bereiches am Körper, stand beispielsweise bisher kein anderer Übertrager zur Projektion und zum Empfang von Reflektionen an den zu beobachtenden Stellen zur Verfügung. So kann die Erfindung bei chirurgischen Eingriffen am Kopf und Hals, beispielsweise Intracranial- oder Mittelohrchirurgie, in der Brustchirurgie (Intrathorax) oder bei Gefässchirurgie eingesetzt werden. Bei derartigen Operationen, bei denen ein minimales Bluten gewünscht sein kann, kann beispielsweise eine bekannte elektrokardiographische Überwachung keinen Nachweis für einen entsprechenden Blutfluss oder eine Perfusion kleiner Blutgefässe in dem oder im durch die Operation beeinflussten Bereich liefern. Durch die Anwendung der erfindungsgemässen Einrichtung kann der Chirurg daher sicher sein, dass ein Blutfluss, beispielsweise zum Kopf und Hals, bei künstlicher Herabsetzung der Blutung nicht gefährlich gering und noch auf einer annehmbaren Höhe für die Lebensfähigkeit des Gewebes sein kann.

Mit der erfindungsgemässen Einrichtung ist beispielsweise die Beobachtung von abnormal niedrigem Sauerstoffgehalt mittels Licht, beispielsweise monochromatischem Laserstrahl, aus der Schwärzung ermöglicht, die sich aus der Absorption von Sauerstoff durch das Blut ergibt.

Der Übertrager kann auch als Faseroptik-Katheter ausgebildet sein, wobei das Laserlicht in den Fasern sowohl in einer als auch der anderen Richtung durchtreten kann. Das infolge des umgebenden durchscheinenden Gewebes reflektierte Licht kann zur Überwachung und Untersuchung von wichtigen Abweichungen in der Gewebekirkulation verwendet werden, wie es beispielsweise bisher ohne chirurgischen Eingriff oder X-Strahlen nicht möglich gewesen ist. Von den Abweichungen in der Gewebepfusion kann dann auf pathologische Änderungen geschlossen werden. In einer anderen Ausführungsform kann ein Laser mit bestimmter Wellenlänge oder bestimmten Wellenlängen verwendet werden.

Die Erfindung ist nachstehend durch Ausführungsbeispiele im Zusammenhang mit der Zeichnung näher erläutert. Es zeigt:

Fig. 1 ein Blockdiagramm eines Stromkreises schematisch, Fig. 2 und 3 ein Schaltschema des Stromkreises der Fig. 1, Fig. 4 und 6 je einen Übertrager und Fig. 5 ein Laserstrahlensystem.

Gemäss Fig. 1 werden von einem Übertrager oder Über-

tragersystem (nicht gezeigt) Impuls- oder Pulssignale über eine Eingangsleitung 1 einem Verstärker 2 zugeführt, dessen Ausgangsleistung oder -energie zusätzlich ein Oszilloskop Os (gestrichelt angedeutet) und/oder ein Registriergerät betätigen kann. Die Ausgangsleistung des Verstärkers 2 betätigt gleichfalls ein Bandfilter 3 und von diesem weg einen Schmitt-Trigger und monostabilen Multivibratorstromkreis 4 sowie einen Integrator 5, der über einen Messzähler oder -gerät 6 an Erde gelegt ist. Der Eingangsimpuls in der Eingangsleitung 1 entspricht in der Praxis der zu untersuchenden Pulswellenform.

Das Pulssignal wird nach seiner Verstärkung im Verstärker 2 zur Herabsetzung von Fehlern, die beispielsweise durch Bewegungen des Patienten entstanden sein können, und zur Modifizierung der Wellenform dem Bandfilter 3 zugeführt, um ein zuverlässiges Triggersignal für jeden Pulsschlag herzustellen. Auf diese Weise werden die Triggersignale vereinheitlicht (standardisiert), bevor sie in den Integrator 5 gelangen, der den Anteil oder die Rate des Auftretens der Triggersignale mittelt und das Messgerät 6 betätigt, das dann die Pulszahl angibt. Die Triggersignale werden weiterhin zum Betrieb einer Lampe 7 verwendet, die mit jedem Pulsschlag kurzzeitig aufleuchtet. Weiterhin wird das verstärkte Eingangssignal vom Verstärker 2 weg einem Stromkreis zugeführt, der die mittlere Pulsamplitude bestimmt. Hierzu wird ein Ausgangssignal von einer Pulsamplituden-Messeinrichtung 8 zusammen mit einem Ausgangssignal von dem Triggerstromkreis 4 einem Multiplikator 9 zugeführt. Das vervielfachte Ausgangssignal vom Multiplikator 9 wird dann einer Empfindlichkeitskontrolleneinrichtung 10 eingegeben und danach einem Integrator 11 zugeführt, welcher das Signal mittelt und das Perfusionsindex-Messgerät 12 betätigt.

Wie die Fig. 2 und 3 zeigen, wird das Eingangssignal vom Übertrager her mit einer Amplitude von beispielsweise annähernd 1 mV durch einen Schalt- oder Stromkreis I.C. 1 verstärkt, um eine Impulsspannung von beispielsweise annähernd 1 V an einem Oszilloskop zu erhalten, wenn ein solches verwendet wird, und um auch die anschließenden Stromkreise zu betätigen. Ein Resonanzkreis Q 1 und ein entsprechend zugeordneter Stromkreis bilden ein Filter, um Rauschen oder andere Störungen aus dem Pulssignal zu entfernen. Das Signal wird vom Resonanzkreis Q 1 zu einem Schaltkreis I.C. 2 geführt, der als ein Schmitt-Trigger arbeitet und dazu verwendet wird, einen monostabilen Multivibratorresonanzkreis Q 2 und Q 3 mit angeschlossenen Elementen zu betätigen. Dieser monostabile Multivibrator wird in seinem monostabilen Zustand in Übereinstimmung mit der ansteigenden Kante jeder Pulsstelle ausgelöst bzw. betätigt.

Der monostabile Multivibrator betätigt einen Resonanzkreis Q 5, welcher danach einen Resonanzkreis Q 4 schaltet, um eine Anzeige für eine Herzmuskelzusammenziehung von der lichtmittlernden Diode zu erhalten. Der Resonanzkreis Q 5 betätigt ebenfalls einen Resonanzkreis Q 7 mit dazugehörigen Bestandteilen. Hierbei handelt es sich um eine abgegliche, temperaturstabilisierte Stromquelle, welche einen Stromimpuls in einem Speicherkondensator von 15  $\mu$ F am Abnehmer (Kollektor) des Resonanzkreises Q 7 liefert. An diesem Kondensator wird eine Spannung entsprechend dem Ausmass der empfangenen Impulse entwickelt. Diese Spannung wird über einen Resonanzkreis Q 9 zum Schalt- oder Stromkreis I.C. 3 geführt, welcher als ein Spannungsleiter tätig ist, der eine Ausgangsspannung von 0,2 V entsprechend dem Herzschlag liefert. Diese kann dem Herzschlagzähler H<sub>z</sub> über einen abgleichenden Widerstand zugeführt werden. Das Pulssignal vom Schaltkreis I.C. 1 wird einem Schaltkreis I.C. 5 und Resonanzkreisen Q 14 und Q 12 zugeführt, wobei der letztere als ein Eintauchdetektor aufgebaut ist. Dieser Schaltkreis ermittelt die Differenzspannung

zwischen der mittleren Pulsamplitude und dem Enddiastolischen-Punkt oder dem am negativsten liegenden Signalkpunkt jedes Pulses. Die Ausgangsspannung des Resonanzkreises Q 12 entspricht somit der mittleren Pulsamplitude. Diese Spannung wird durch einen Resonanzkreis Q 19 von Schlag zu Schlag berichtet, wobei der Resonanzkreis Q 19 den Speicherkondensator nach jedem Schlag entladet und demselben erlaubt, sich über den nächsten Schlag hin wieder aufzuladen.

Die Ausgangsspannung vom Resonanzkreis Q 12, die der Pulsamplitude entspricht, wird einem Resonanzkreis Q 11 zugeführt, der eine weitere Stromquelle darstellt, welche durch einen Resonanzkreis Q 6 geschaltet wird. Der Strom vom Resonanzkreis Q 11, der in dem 15  $\mu$ F Kondensator an seinem Kollektor gemittelt wird, entspricht somit linear der Pulsamplitude und Pulsrate. Durch diesen Strom wird durch einen 180 K Widerstand zwischen Resonanzkreisen Q 11 und Q 8 eine mittlere Spannung entwickelt. Diese Spannung wird über einen Resonanzkreis Q 10 der Schaltung I.C. 6 zugeführt, die eine Nebenspannung darstellt, welche eine Ausgangsspannung von 0-4 V entsprechend dem Perfusionsindex liefert. Diese Spannung wird über Abgleichwiderstände von 56/1,5 K, 10/750 und 350 auch zum Betrieb eines Perfusionsindexzählers P<sub>1</sub> und in diesem Falle als ein Schaltelement mit drei Empfindlichkeitsstufen von 0-400%, 0-200% bzw. 0-100% verwendet.

Ein Alarmsignal zum Anzeigen einer zu tief liegenden Spannung wird durch eine Schaltung I.C. 7, durch Resonanzkreise Q 16, Q 17 und Q 18 sowie damit verbundene Komponenten ausgelöst. Die Schaltung I.C. 7 spricht an, wenn die Ausgangsspannung des Perfusionsindex unter ein vorgegebenes Minimum abfällt. Es wird dann ein sichtbar angeordnetes Schaltelement betätigt und eine Alarmaneinrichtung A<sub>E</sub> bedient. Eine ähnliche Alarmaneinrichtung zum Anzeigen einer zu hoch liegenden Spannung kann durch Verwendung eines ergänzenden Stromkreises zum Schaltkreis I.C. 7 und damit verbundenen Komponenten vorgesehen werden.

Ein Schaltkreis I.C. 4 und ein Resonanzkreis Q 15 liefern eine ausregulierte Spannung zur Speisung einer Übertragerlampe und eines Empfängers desselben.

Es ist bekannt, dass die Strömung des Blutes vom Herzen zum peripheren Zirkulationssystem ein labiles blutdynamisches Phänomen ist, in welchem durch den Kreislauf hindurch zu irgendeinem gegebenen Zeitpunkt die augenblickliche Pulsrate bzw. -zahl konstant ist, aber in welchem der Parameter des Pulsvolumens in Abhängigkeit von örtlichen Einflüssen, wie beispielsweise Blutdruck in Arteriolen, Änderungen im Blutvolumen, Ventilations- und Wittereinflüssen oder dergleichen ändern kann. Es ist somit wünschenswert, Informationen aus der Integration eines konstanten Parameters, wie beispielsweise der Pulsrate bzw. -zahl, mit einem veränderbaren Parameter, beispielsweise dem Pulsvolumen, abzuleiten, wobei der letztere ohne weiteres durch Variable beeinflusst werden kann, deren Wert durch Bedingungen bestimmt ist, die eine Diagnose notwendig machen.

Der Übertrager kann zum Beispiel Lichtquellen und photoelektrische Zellen umfassen, deren Ausgangsleistung von der Lichtintensität abhängt, die durch das Blut innerhalb eines durchscheinenden Gefäßbindegewebes, beispielsweise Haut oder subkutanes Fett, reflektiert wird. Andere Arten von Übertragern, beispielsweise solche mit piezoelektrischen Kristallen, deren Ausgangsleistung örtlichen Druckänderungen proportional ist, können ebenfalls verwendet werden. Auch können Übertragersysteme zur Betätigung bzw. Abtastung verwendet werden, die in Abhängigkeit von Änderungen im inneren Widerstand (Impedanz) des Gewebes arbeiten. Bei der klinischen Anwendung werden solche Übertrager zur Beobachtung an den gewünschten Stellen am Kör-

per des Patienten angewendet, wie es beispielsweise die Fig. 4 zeigt, bei der sich gegenüber einem Daumen 13 ein Übertrager 14 befindet. In einer anderen Ausführungsform gemäss Fig. 6 ist ein Übertrager 15 mit einer Feder 16 vorgesehen, die zum Einklemmen des Übertragers 15 beispielsweise an einer Ohrmuschel des Patienten oder an der Nasenscheidewand vorgesehen ist. Wie oben beschrieben, können geeignete Einrichtungen zum Abtasten und Überwachen von einer im Abstand vom Körper angeordneten Stelle aus vorgesehen sein. Zur unmittelbaren Abnahme von Pulszahl bzw. Perfusionindex und einer indirekten Abnahme des Blutdruckes können die Übertrager mit dem Patienten durch Kontakt oder durch Strahlung verbunden werden. Die Einrichtung kann ein eigenes Oszilloskop enthalten oder an ein solches angeschlossen sein, beispielsweise an eine physiologische Standardüberwachungseinrichtung. Auf diese Weise können Pulscurven aufgezeichnet oder Hilfsdaten aufgenommen und sichtbar gemacht werden, wie beispielsweise gleichzeitig aufgenommene Elektrokardiogramme.

Der Übertrager ist beispielsweise eine Vorrichtung, die unter Verwendung einer Lichtquelle oder im Falle eines an einer im Abstand vom Körper angeordneten Übertragers unter Verwendung einer Laserstrahleinrichtung oder auch anderer hierzu geeigneter Strahlungssysteme, die mit dem pulsierenden Kreislauf zusammenhängende physikalische Vorgänge, beispielsweise in einem kleinen Gefässbereich, mittels Lichtreflektion in ein elektromagnetisches Äquivalent der Wellenform des Pulses umwandeln kann. Dieses elektrische Äquivalent kann an einem Oszilloskop als ein elektrisches Analogon zur Wellenform des Pulses erkennbar gemacht werden. Bei normaler Anwendung eines Übertragers ist diese Wellenform in ihrer endgültigen Form festgelegt, wie sie aus der Zusammensetzung von Kreislaufänderungen umfassend Arteriolen, Kapillaren und Venülen abgeleitet wird.

Fig. 5 zeigt beispielsweise ein Laserstrahlensystem. Ein Laser 17 wirkt mit einem Strahlungsverteiler 18 und Spiegeln 19 und 20 zusammen, wodurch ein Strahl 21 auf einen Gewebereich 22 gerichtet werden kann. Ein Detektor 23 kann dann auf einen reflektierten Strahl 24 ansprechen, der über eine Linse 25 und ein Lochdioptr 26 auf den Detektor 23 zurückgerichtet wird.

Irgendwelche Kräfte, welche auf irgendeinen Gefässbereich einwirken, unabhängig davon, ob sie autonomen oder örtlichen, physikalischen oder osmotischen Ursprungs sind, können einen sich ergebenden Wechsel im Charakter der Pulscurve und eine Änderung im Perfusionindex liefern. Der Perfusionindex wird in der Form abgeleitet, dass man die Pulscurve als eine Grösse ausdrückt. Wie bereits erwähnt, wird dieses in der Apparatur durch elektronische Integration der Pulscurve in Bezug auf die Zeit durchgeführt. Der resultierende Perfusionindex ist ein dynamischer Parameter, welcher auf dem Perfusionindexzähler abgelesen werden kann, der zusammen mit einem Pulsschlagzähler auf einer Frontwand eines Gehäuses angeordnet sein kann.

Der Perfusionindexzähler 12 der Fig. 1 wird beispielsweise zu Beginn von Überwachungen auf den abzulesenden Mittelpunkt der Skala eingestellt. Nachfolgende Serienablesungen an diesem Zähler zeigen dann quantitativ irgendeine relative Änderung in der Perfusion ausgedrückt in Prozent an dem oder den zur Beobachtung ausgewählten Stellen des Körpers an. Die beobachtete Ablesung auf dem Perfusionindexzähler kann im wesentlichen durch elektronische Multiplikation der Fläche unter der aufgezeichneten Pulscurve, die einen Index des Pulsvolumens darstellt, mit dem Wert des Herzschlages erreicht werden, wodurch der integrierte Parameter als Perfusionindex erzeugt wird. Der Puls kann auf einem Oszilloskopschirm beobachtet werden, wobei irgend-

welche Informationen erhalten werden können, die sich aus Anomalitäten in der Kurvengestalt ergeben können.

Die Übertrager können paarweise an getrennten Stellen auf dem Körper des Patienten zur Anwendung kommen, beispielsweise an einem Finger und an der Ohrmuschel. Die dabei gewonnenen unterschiedlichen Werte können dann auf dem Perfusionszähler wiedergegeben werden. Aus den unterschiedlichen Werten können dann weitere Informationen entnommen werden. So tritt beispielsweise ein peripherer Verschluss bei einer einen Blutverlust kompensierenden Gefässzusammenziehung an den Fingern früher auf als an der Ohrmuschel. Auch kann während einer Blutung und vor einem Abfallen der Blutdruckanzeige oder vor einem Ansteigen der Pulsschlaganzeige der Perfusionszähler ständig über eine Zeitdauer fallen, wenn die kompensierende Gefässzusammenziehung allmählich einsetzt. Dieses besondere Phänomen des Abfallens der Gewebepfusion kann ein äusserst einfaches aber deutliches Warnzeichen der durch den Blutverlust hervorgerufenen drohenden Folgen aufzeigen, da es auftritt, bevor beispielsweise eine echte Änderung in den Pulsschlag- und Blutdruckanzeigen mit konventionellen, d. h. bisher bekannten Methoden beobachtet werden kann.

In vielen Fällen kann eine Perfusionindexanzeige ansteigen oder fallen, wenn der Druck am Ausgang des Herzens ansteigt oder fällt. Es kann aber auch der umgekehrte Fall eintreten. Wenn beispielsweise eine periphere Gefässzusammenziehung vorliegt, insbesondere bei Fehlen von echtem Blutverlust, beispielsweise durch Einwirkung eines Medikamentes, dann kann ein deutlicher Anstieg im Arterienblutdruck und ein gleichzeitiges Abfallen in der Perfusionszähleranzeige beobachtet werden. Auch bei einer peripheren Gefässerweiterung, beispielsweise infolge örtlicher Einwirkung auf die kleinen Gefässräume, durch Medikamente, durch Blockierung des sympathischen Nervensystems oder durch ein Abfallen der vasomotorischen Kräfte, kann oft ein durchaus starkes Ansteigen in der Anzeige des Gewebe-Perfusionindexzählers eintreten. Darüberhinaus kann auch noch ein deutliches Abfallen im Arterienblutdruck eintreten, das durch den verminderten peripheren Widerstand hervorgerufen sein kann. In diesen Fällen können durch die Erfindung nicht nur ausführliche, sondern auch wertvolle diagnostische Informationen, beispielsweise über physiologische Änderungen, gewonnen werden, die den Blutkreislauf beeinflussen können.

Ein weiterer Vorteil der Erfindung ist, dass Reflexwirkungen auf die Blutkreislaufdynamik, beispielsweise durch chirurgische Reizung unmittelbar angezeigt werden können. Hierdurch kann bereits die Gefahr des Wiedererwachens aus einer Betäubung angezeigt und gemeldet werden, auch wenn beispielsweise angenommen wird, dass noch ausreichende Betäubung vorliegt. Sowohl mit am Körper angelegten als auch nicht mit demselben in Berührung kommenden Übertragern kann eine Anzeige von Wirkung und Gegenwirkung des Blutdruckes erfolgen. Die Anzeigen können durch geeichte Zähler erfolgen, von denen eine sofortige quantitative Angabe von Änderungen im Blutkreislaufsystem zu jedem Zeitpunkt geliefert werden kann. Bei Anästhesie, d. h. betäubten Patienten können mit der erfindungsgemässen Einrichtung wertvolle Informationen bezüglich der Gewebepfusion, die Änderungen im Blutdruck und Pulsschlag betreffen, unabhängig davon erhalten werden, ob solche Änderungen beispielsweise mit der Tiefe der Betäubung, körperlichen Lage des Patienten, Blutverlust oder Vorliegen eines Schocks in Verbindung stehen. Bei Verwendung der erfindungsgemässen Einrichtung können normale und stets gleichbleibende Messanzeigen bei einem betäubten Patienten erhalten werden. Eine Überwachung mit dem Elektrokardiograph gibt beispielsweise eine Information darüber, ob ein normaler Sinusrhythmus vorliegt oder nicht. Die quantitative Überwachung

der Blutkreislaufdynamik kann Sicherheit für eine ausreichende periphere Durchblutung und für die Unwahrscheinlichkeit des Nachlassens einer Betäubung auf einem Körperteil des Patienten geben. Mit der erfindungsgemässen Einrichtung können Änderungen, die in den Blutkreislaufkräften auftreten, nicht nur frühzeitig erkannt, sondern vor einer deutlichen Änderung im Elektrokardiograph oder bevor ein Herzstillstand eintritt in quantitativer Weise überwacht werden.

#### PATENTANSPRUCH

Perfusionsüberwachungseinrichtung, dadurch gekennzeichnet, dass ein Messgerät zur Bestimmung der mittleren Pulsamplitude eines am Körper eines Patienten aufgenommenen Plethysmogramms und/oder einer aufgenommenen Pulskurve mit einer Abtastvorrichtung zum Feststellen der Herzschläge des Patienten verbunden ist und eine Integrier-einrichtung zum Integrieren entsprechender, zur mittleren Pulsamplitude und einer Pulszahl proportionaler Parameter zur Herstellung eines der Perfusion entsprechenden Parameters und eine Einrichtung zur Lieferung einer dem Parameter der Perfusion proportionalen Anzeige vorgesehen sind.

#### UNTERANSPRÜCHE

1. Perfusionsüberwachungseinrichtung nach Patentanspruch, dadurch gekennzeichnet, dass das Messgerät eine elektronische Schaltung besitzt, die einen unmittelbar anzeigenden Pulsschlagzähler und/oder einen Blutdruckindikator und einen Zähler für den Parameter der Perfusion mit einer abgestimmten Skala und/oder einer Digitalablesung enthält.

2. Perfusionsüberwachungseinrichtung nach Patentanspruch, dadurch gekennzeichnet, dass die Abtasteinrichtung mindestens einen Übertrager enthält, der zum Anbringen am Körper des Patienten eingerichtet ist.

3. Perfusionsüberwachungseinrichtung nach Unteransprüchen 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Schaltung einen Verstärker für die vom Übertrager gelieferten Pulssignale, ein Bandfilter zur Beseitigung unerwünschten Rauschens oder anderer Störungen von den Pulssignalen sowie einen Trigger- und monostabilen Multivibratorstromkreis enthält, durch den der Ausgang des Bandfilters mit einem ersten Integrator verbunden ist, dessen Ausgang an ein Pulsschlagmessgerät angeschlossen und an Erde gelegt ist, und dass der Ausgang des Verstärkers ausserdem mit einer Pulsamplitudenmessenrichtung verbunden ist, deren Ausgang an einen mit dem Triggerstromkreis verbundenen

Multiplikator angeschlossen ist, wobei eine vervielfachte Ausgangsleistung des Multiplikators einer Empfindlichkeits-kontrolleinrichtung und danach einem zweiten Integrator zugeführt wird, dessen Ausgangsleistung durch den Zähler für den Parameter der Perfusion angegeben wird.

4. Perfusionsüberwachungseinrichtung nach Unteranspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass jeder Übertrager Photozellen und Lichtquellen enthält und dass die Ausgangsleistung der Zellen von der Lichtintensität abhängt, welche durch das Blut innerhalb eines durchlässigen Gefässgewebes des Patienten reflektiert wird.

5. Perfusionsüberwachungseinrichtung nach Unteranspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass jeder Übertrager für am Körper getrennt voneinander liegende Stellen vorgesehen ist und ein optisches System zur Projektion eines Lichtstrahles enthält, das eine lichtempfindliche Einrichtung aufweist, die auf einen im Abstand vom Übertrager befindlichen inneren oder äusseren Bereich des Körpers fokussierbar ist und auf einen reflektierten Lichtstrahl anspricht.

6. Perfusionsüberwachungseinrichtung nach Unteranspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass das optische System zur Projektion von einem Laserstrahl eingerichtet ist.

7. Perfusionsüberwachungseinrichtung nach Unteranspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Licht monochromatisches Licht einer bestimmten Wellenlänge ist und die lichtempfindliche Einrichtung eine Festkörpereinrichtung ist.

8. Perfusionsüberwachungseinrichtung nach Unteranspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, dass jeder Übertrager ein Faseroptik-Katheter ist, das für Laserstrahlen in beiden Richtungen durchlässig ist, wobei das Licht, das infolge des den Katheter umgebenden durchlässigen Gewebes reflektiert wird, durch einen Empfänger festgestellt wird, dessen Ausgangsleistung an den Eingang des Verstärkers geführt ist.

9. Perfusionsüberwachungseinrichtung nach Unteranspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass mehrere Übertrager unmittelbar oder getrennt an einzelnen Stellen auf dem Körper des Patienten angebracht werden können, um unterschiedliche Anzeigewerte der Abtasteinrichtung zuzuführen.

10. Perfusionsüberwachungseinrichtung nach Patentanspruch, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung zur Lieferung der zum Parameter der Perfusion proportionalen Anzeige einen Zähler mit einer im Zentrum der Skala einstellbaren 100 % Anzeige enthält.

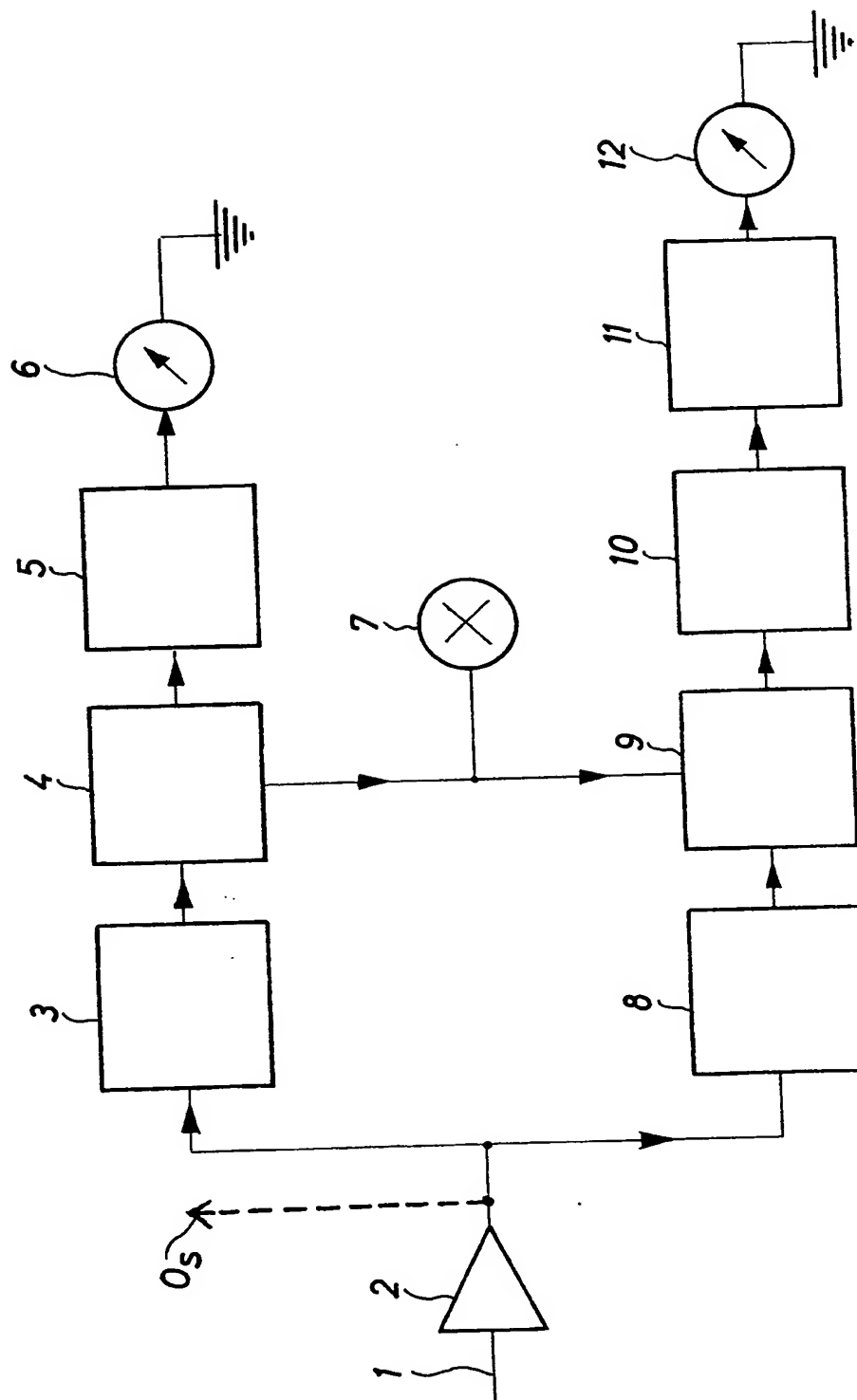
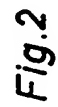
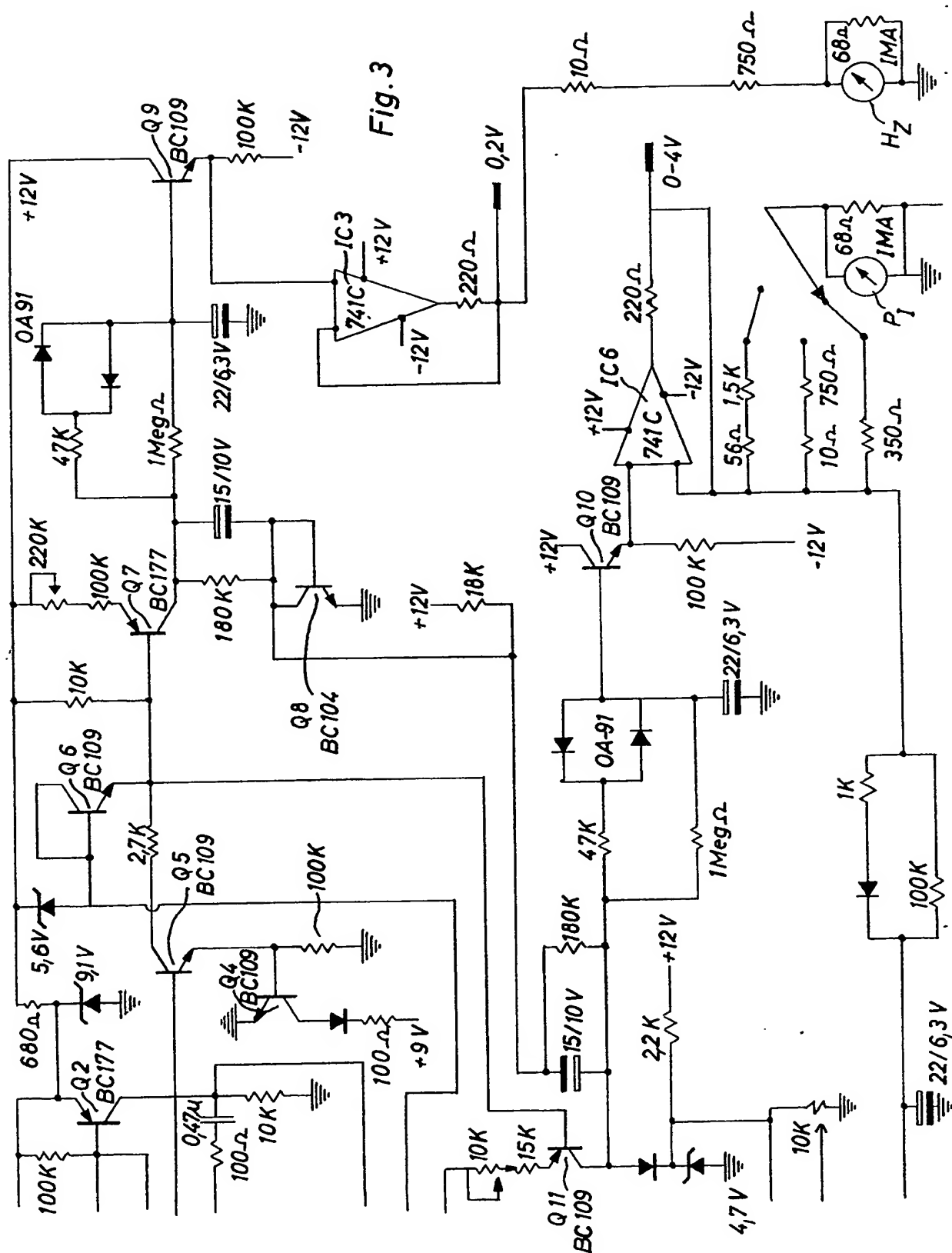


Fig. 1



**Fig. 2**



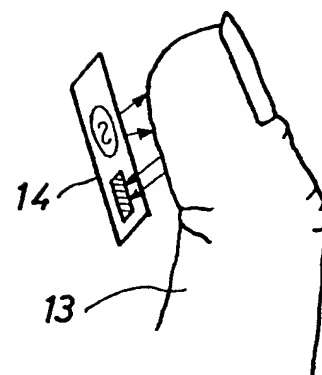


Fig. 4

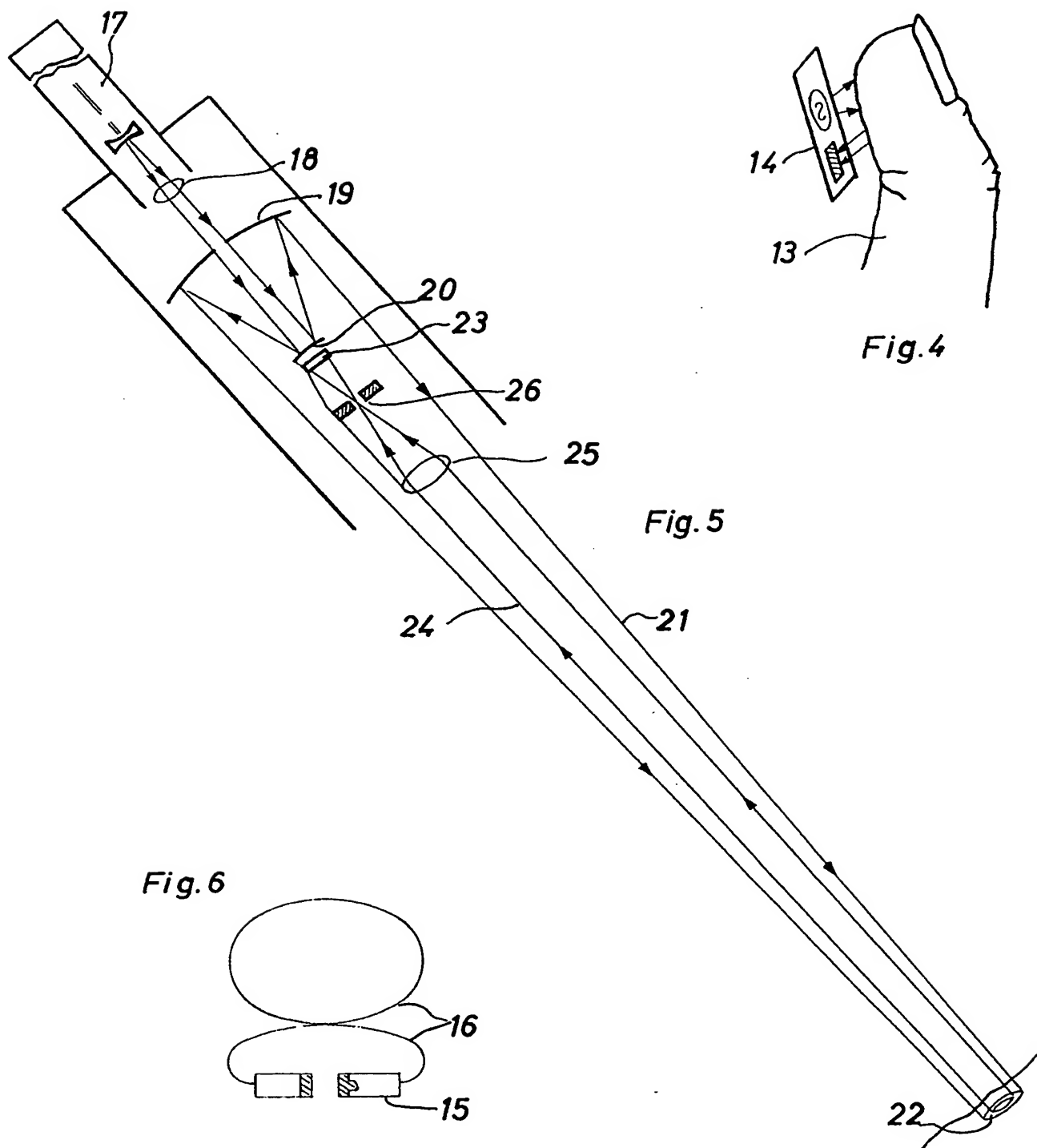
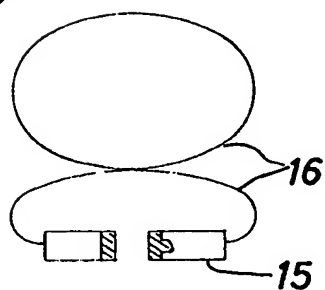


Fig. 5

Fig. 6



This Page Blank (uspto)

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☐ BLACK BORDERS

☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES

☐ FADED TEXT OR DRAWING

☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING

☐ SKEWED/SLANTED IMAGES

☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS

☐ GRAY SCALE DOCUMENTS

☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT

☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**

This Page Blank (uspto)